

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-089846

(43)Date of publication of application : 06.04.1999

(51)Int.Cl.

A61B 8/14

(21)Application number : 09-257038

(71)Applicant : ALOKA CO LTD

(22)Date of filing : 22.09.1997

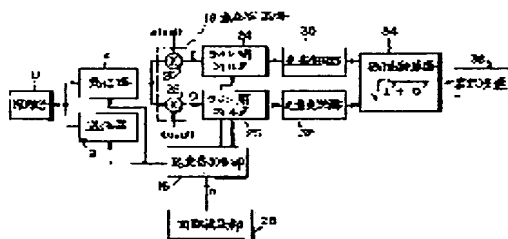
(72)Inventor : FUJIKI TOSHIAKI
KOBAYASHI YOSHIAKI
KOBAYASHI MASAO
KONDO YUJI

(54) ULTRASONOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve an S/N even while sacrificing a frame rate concerning an ultrasonograph for displaying a tissue image such as a B mode image.

SOLUTION: Ultrasonic waves are transmitted/received plural times in one direction. The received signal is converted to a complex signal by an orthogonal detector 18 and concerning respective real number and imaginary number parts, filtering is performed at inter-line filters 24 and 26. Since filtering is enabled on the stage of the complex signal, an amplitude is operated based on the real number and imaginary number parts at an amplitude computing element 34 and based on that amplitude, the B mode image or the like is displayed. While utilizing a time number setting part 28, a number (n) of times of transmission/reception per direction can be set.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 27.03.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3561610

[Date of registration] 04.06.2004

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

BEST AVAILABLE COPY

特開平11-89846

(43) 公開日 平成11年(1999) 4月6日

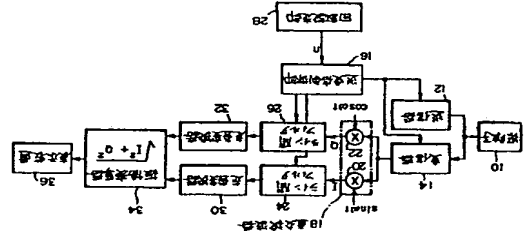
(51) Int. Cl. A 61 B 8/14	特許庁 A 61 B 8/14	特許庁 A 61 B 8/14
(21) 出願番号 特願平9-257038	(71) 出願人 390029781 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号	審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 5 頁)
(22) 出願日 平成9年(1997) 9月22日	(72) 発明者 藤木 俊昭 株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号	
	(72) 発明者 小林 好明 株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号	
	(72) 発明者 小林 正夫 株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号	
	(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名) 最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 Bモード画像等の組織断面像を表示する超音波診断装置において、フレームレートを維持しながら、S/N比を向上させる。

【解決手段】 1方向につき複数回の超音波の送受波が実行される。受信信号は直交検波器18によって複素信号に変換され、その実数部と虚数部のそれぞれについてライン間フィルタ24、26においてフィルタリングが行われる。このように複素信号の段階でフィルタリングを行えるのでノイズなどの影響を極力排除できる。図幅演算部34では実数部及び虚数部に基づいて図幅が演算され、その図幅に基づきBモード画像などが表示される。回教数決定部28を利用して1方向当たりの送受波回数nを決定可能である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 1方向につきn回 (n>1) の超音波の送受波を行う送受波手段と、

前記送受波で得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、

前記n回の送受波で得られる複素信号の実数部を平均化する実数部平均化手段と、

前記n回の送受波で得られた複素信号の虚数部を平均化する虚数部平均化手段と、

前記平均化後の実数部及び虚数部に基づいて図幅を演算する図幅演算手段と、

前記図幅を画像化する画像形成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、前記送受波回数nを可変設定するための回教数決定手段と、

前記設定された送受波回数nに基づいて送受波手段を制御する制御手段と、

を含む。

【請求項3】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項11】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項12】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項13】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項14】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項15】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項16】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項17】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項18】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項19】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項20】 請求項1又は2記載の装置において、前記実数部平均化手段及び前記虚数部平均化手段はそれぞれ加算処理を行う回路で構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を断面に基づいて説明する。

【0012】図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。

【0013】探触子10は超音波の送波及び受波を行うものであり、この探触子10には送信器12及び受信器14が接続されている。送信器12は、探触子10に対して送信信号を供給するものであり、受信器14は探触子10からの受信信号に対して増幅などの処理を行う回路である。探触子10が有するアレキサンドリン振動子の各振動素子に供給する送信信号に対して所定の遅延を行うことにより送信ビームが形成され、またこれと同様に各振動素子から出力される受信信号に対して所定の遅延時間を付与することによって受信ビームが形成される。探触子10における送受信及び超音波ビームの電子走査は送受信制御部16によって制御されている。すなわち、この送受信制御部16は送信器12及び受信器14をコントロールしている。

【0014】送受信制御部16には回数設定部28が設けられている。この回数設定部28はユーザーによって1方向当たりの送受信回数nを決定するための手段であり、例えばキーボード等で構成される。この回数設定部28によって送受信回数nが設定されると、送受信制御部は超音波ビームの電子制御に当たって、1方向当たりn回の送受信が行われるように送信器12及び受信器14を制御する。

【0015】受信器14から出力される受信信号は直交検波器18に入力される。この直交検波器18は受信信号を複素信号に変換する回路である。直交検波器18は、受信信号に対して互いに位相が90度異なる2つの参照信号を混合する2つのミキサ20、22と、それらのミキサ20、22から出力される信号のうちベクトル領域の信号成分を抽出する2つのローパスフィルタ（図示せず）とで構成されるものである。この直交検波器18の回路構成自体は公知である。

【0016】直交検波器18から出力される複素信号は、ライン間フィルタ24、26に入力される。具体的には、複素信号のうち実数部がライン間フィルタ24に入力され、その虚数部がライン間フィルタ26に入力されている。これらのライン間フィルタ24、26は回数設定部28によって設定された送受信回数Nにしたがって、各ベクトル領域（ベクトル方向）ごとに受信信号（エコーデータ）の平均化・平滑化を行う回路である。

本実施形態では、実数部及び虚数部のそれぞれについて平均化が行われており、精度良くフィルタリングを行っている。すなわち、複素信号の成分ごとにフィルタリングを行えば、単に振幅に対してフィルタリングを行った場合に比べてノイズ等の影響を受け難いという利点がある。これは換言すればベクトル情報に対するフィ

ルタリングの効果である。

【0017】走査変換器30、32はライン間フィルタ24、26から出力される信号に対して直交検波器等の処理を行う回路である。例えば探触子10にいわゆる電子セクタ走査が行われる場合、走査変換器30、32では振幅情報から直交情報への座標変換が行われる。また、後述する表示装置36におけるピクセルレートにエコーデータのレートを合わせる処理等も行われる。

【0018】なお、本実施形態では、ライン間フィルタ24、26と後述の振幅演算器34との間に走査変換器30、32が設けられているが、この走査変換器30、32を例えば振幅演算器34の後段に設けることもできる。

【0019】振幅演算器34には、フィルタリングがなされた後の実数部及び虚数部のそれぞれの信号が入力されている。振幅演算器34では、それらの2乗和の平方根を演算することによって振幅を算出している。そして、その振幅の情報に基づいてBモード画像が形成され、そのBモード画像が表示装置36に表示される。もちろん、Mモード画像等の他の組織画像が表示される場合にも本発明を適用可能である。

【0020】図2には、超音波ビーム100が示されている。超音波ビーム100を各ベクトル領域102ごとに形成することによって走査面が形成される。

【0021】図3には、その(A)に各ベクトル領域102ごとの送受信タイミングが示され、(B)にはライン間フィルタ24、26からの信号の出力タイミングが示されている。

【0022】図3に示されるように、例えば1つのベクトル領域ごとに3回の送受信が行われ、この3回の送受信を1単位とし、走査面の大きさを変えないという前提の下では、このような送受信を行うと結果としてフレームレートを低下することになるが、一方につき3回の送受信が行われるため、従来の1回の送受信に比べてS/N比を大幅に向上可能である。特に、例えば肝臓等の組織（肝臓）等に存在する腫瘍などを観察する場合に、このような方向当たり複数回の送受信が有効である。

【0023】ちなみに、ライン間フィルタ24、26では、回数設定部28によって設定された送受信回数nに基づき、超音波ビーム1本分を単位として平均化するエコーデータの個数が設定されている。

【0024】図4～図6には、図1に示したライン間フィルタ24、26の具体例が示されている。図4に示す例では、ライン間フィルタ24、26は加算器40とラインメモリ42と切換器44とゲート回路46とで構成されている。加算器40における最初の加算時には切換器44の作用によって加算器40の一方端子に0値が供給され、それが受信信号に加算されている。その受信信

号はいったんラインメモリ42に格納され、同一のベクトルアドレスで取得された次の受信信号とそのラインメモリ42に格納された次の受信信号とが各深さごとに加算器40で加算される。その加算結果はラインメモリ42に格納される。そして、3回目の加算によって超音波ビーム3本分の受信信号の加算値がゲート回路46を介した後段の回路に出力されることになる。ここで、ゲート回路46は3つの受信信号の加算後にその加算結果を出力する回路である。

【0025】図5に示すライン間フィルタ24、26では、ラインメモリ42の後段に切換器44が設けられており、1回目の加算に先立って切換器44の作用により0値がラインメモリ42に格納され、それと1番目の受信信号とが加算器40にて加算されている。その加算結果は切換器44の作用によってラインメモリ42に格納され、次に加算器40では2回目の加算が行われる。そして、3回目の加算の後ゲート回路46を介して加算結果が出力される。

【0026】図6に示すライン間フィルタ24、26では、ラインメモリ42A、42Bが並列に設けられており、そのラインメモリ42A、42Bの出力が最新の受信信号とが加算器48に入力される。加算器48では3つ分の受信信号が得られた時点で加算を実行し、その加算結果を出力している。

【0027】図4～図6に示した例では、n=3の場合について説明したが、もちろんnが可変設定されるよう

な場合、図4及び図5に示す構成例では、フィードバックされる回数をそのnに基づき調整すればよい。また、図6に示す構成例ではnの上限値に基づいて必要な個数のラインメモリを並列配置すればよい。ちなみに、ライン間フィルタ24、26としては図4～図6に示したものに限定されず、他の構成を採用することもできる。

【0028】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、Bモード画像やMモード画像等の組織画像を形成する場合に、一方について複数回の送受信が行われ、各方向について複素信号の各成分ごとに平均化が行われるため、S/N比を向上して画像の質を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の実施例を示すブロック図である。

【図2】 走査面を示す説明図である。

【図3】 送受信タイミングとフィルタ後の信号の出力タイミングを示す図である。

【図4】 ライン間フィルタの一例を示す図である。

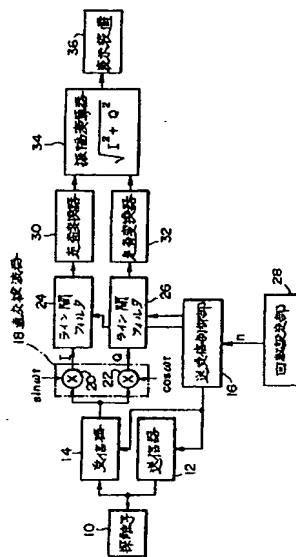
【図5】 ライン間フィルタの一例を示す図である。

【図6】 ライン間フィルタの一例を示す図である。

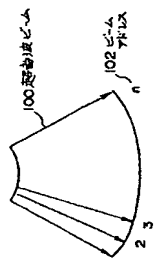
【符号の説明】

10 探触子、12 送信器、14 受信器、16 送受信制御部、18 直交検波器、24、26 ライン間フィルタ、28 回数設定部、34 振幅演算器。

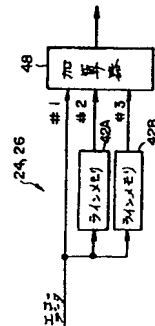
【図1】



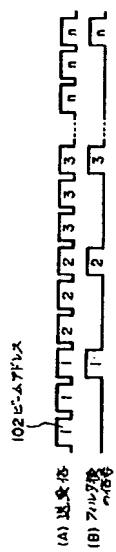
【図2】



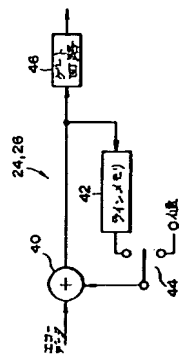
【図6】



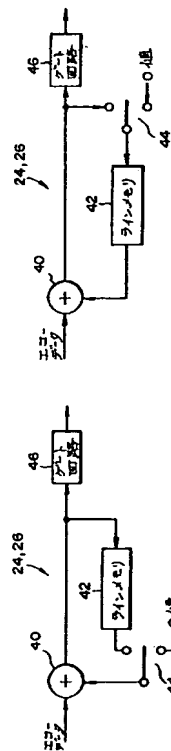
【图3】



【图4】



[X5].



フロントページの続き

(72) 亮明彦 近藤 祐司
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
株式会社内